

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-038490

(43)Date of publication of application : 12.02.2003

(51)Int.Cl.

A61B 8/00
G01N 29/22
G01S 15/89

(21)Application number : 2002-158940

(71)Applicant : NOVASONICS INC

(22)Date of filing : 31.05.2002

(72)Inventor : MCLAUGHLIN GLEN
JI TING-LAN

(30)Priority

Priority number : 2001 872541

Priority date : 31.05.2001

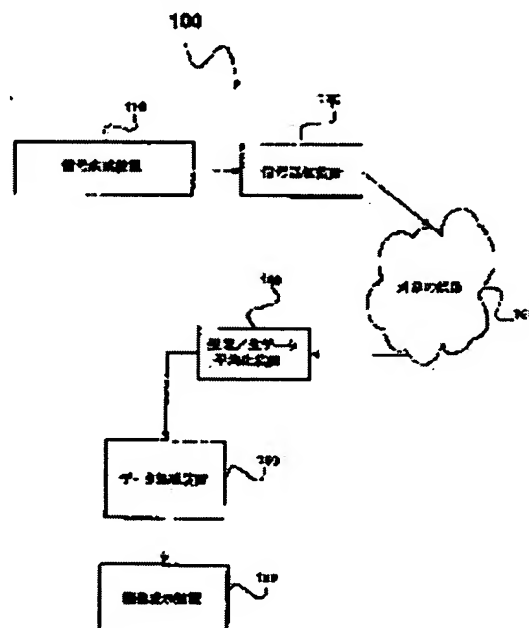
Priority country : US

(54) PHASE INVERSION ULTRASONIC IMAGE PROCESSING SYSTEM AND METHOD THEREFOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a method and system capable of effectively overcoming conventional problems while effectively utilizing the benefit of present ultrasonic image processing system.

SOLUTION: This ultrasonic image processing system and method uses two or more assemblies of transmission pulses differed in amplitude, frequency, phase and/or pulse width. In one embodiment, phases differed among k pieces of transmission signals such as $360/k^\circ$ are given to provide a constructive interference of k-order harmonic pulses, while the amplitude modulation related to the respective transmission characteristics is constant among the assemblies. These assemblies of pulses are transmitted to a medium of subject, and echoes received from these pluses are coupled to form an averaged signal. The averaged pulse expresses a true common mode signal received from each of the transmitting assemblies. An ultrasonic image is reconfigured on the basis of broad beam technology by use of the coupled signal assembly.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

27.05.2005

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-38490

(P2003-38490A)

(43) 公開日 平成15年2月12日 (2003.2.12)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード*(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	5 0 1	G 0 1 N 29/22	5 0 1 4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/89		G 0 1 S 15/89	B 5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数45 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2002-158940(P2002-158940)

(22) 出願日 平成14年5月31日(2002.5.31)

(31) 優先権主張番号 09/872541

(32) 優先日 平成13年5月31日(2001.5.31)

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 502096705

ノヴァソニックス インコーポレイテッド

アメリカ合衆国 カリフォルニア州

94043 マウンテン・ビュー テラ・ベ

ラ・アヴェニュー 1061

(72) 発明者 グレン マクラフリン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州

95070 サラトガ カミノ・パーコ 14016

(74) 代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦 (外3名)

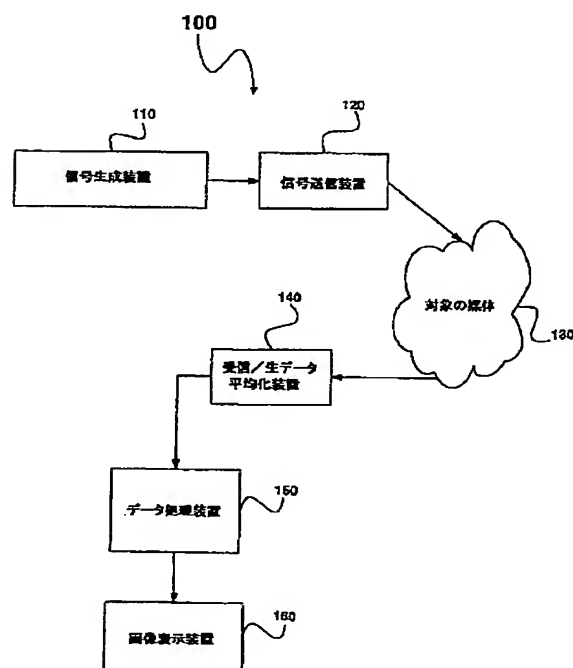
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 位相反転超音波画像処理システムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】 目下の超音波画像処理システムの恩恵を有効にしつつ、従来の問題を効果的に克服することの可能な方法及びシステムを提供すること。

【解決手段】 振幅、周波数、位相および／またはパルス幅のことなる送信パルスの複数の集合を利用した超音波画像処理システムおよび方法を提供する。一実施例では、360/k度のようなk個の送信信号間で異なる位相を与え、k次の高調波パルスの建設的な干渉が提供される一方、各々の送信特性に関する振幅変調は集合の間で一定である。これらパルスの集合は対象の媒体に送信され、これらパルスから受信されたエコーは結合され平均化信号が形成される。平均化パルスは、送信集合各々から受信した正味の共通モード信号を表現する。結合された信号集合を利用して、ブロード・ビーム・テクノロジーに基づいて、超音波画像を再構築する。



(2) 開2003-38490(P2003-3!A)

【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波画像処理システムであって：位相のずれた少なくとも2つのパルスを生成する信号生成装置；前記信号生成装置に結合され、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを、対象の媒体に送信する信号送信装置；前記対象の媒体により変化した前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを受信する受信および生データ平均化装置；および前記受信および生データ平均化装置に結合されたデータ処理装置；より成ることを特徴とする超音波画像処理システム。

【請求項2】 請求項1記載のシステムにおいて、前記信号生成装置が、デジタル波形生成器であることを特徴とするシステム。

【請求項3】 請求項1記載のシステムにおいて、前記信号生成装置が、前記位相のずれた少なくとも2つの正弦波の振幅を変調し、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを生成することを特徴とするシステム。

【請求項4】 請求項1記載のシステムにおいて、前記信号生成装置が、前記位相のずれた少なくとも2つの正弦波の周波数を変調し、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを生成することを特徴とするシステム。

【請求項5】 請求項1記載のシステムにおいて、前記信号生成装置が、前記位相のずれた少なくとも2つの正弦波のパルス幅を変調し、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを生成することを特徴とするシステム。

【請求項6】 請求項1記載のシステムにおいて、前記信号生成装置が、包絡線関数を利用して、前記位相のずれた少なくとも2つの正弦波の畳み込みを行い、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを生成することを特徴とするシステム。

【請求項7】 請求項6記載のシステムにおいて、前記包絡線関数がガウス型波形であることを特徴とするシステム。

【請求項8】 請求項6記載のシステムにおいて、前記包絡線関数がチャープ波形(chirped waveform)であることを特徴とするシステム。

【請求項9】 請求項6記載のシステムにおいて、前記位相のずれた少なくとも2つの正弦波が、チャープ・ガウス型パルス幅変調波形を形成するように変調されることを特徴とするシステム。

【請求項10】 請求項1記載のシステムにおいて、前記信号送信装置が、電力増幅器、送信／受信スイッチおよびトランスデューサより成ることを特徴とするシステム。

【請求項11】 請求項10記載のシステムにおいて、更に、デジタル遅延回路より成ることを特徴とするシステム。

【請求項12】 請求項10記載のシステムにおいて、更に、アナログ遅延回路より成ることを特徴とするシステム。

【請求項13】 請求項10記載のシステムにおいて、更に、チャンネル利得回路より成ることを特徴とするシステム。

【請求項14】 請求項1記載のシステムにおいて、前記位相のずれた少なくとも2つの正弦波が、パルス集合を形成するために前記信号送信装置により交互に送信されることを特徴とするシステム。

【請求項15】 請求項1記載のシステムにおいて、前記受信および生データ平均化装置が、トランスデューサ、送信／受信スイッチ、アナログ・デジタル変換器および平均化装置より成ることを特徴とするシステム。

【請求項16】 請求項15記載のシステムにおいて、前記受信および生データ平均化装置が、更に、電力増幅器、帯域通過フィルタおよびベースバンド・フィルタより成ることを特徴とするシステム。

【請求項17】 請求項15記載のシステムにおいて、前記受信および生データ平均化装置が、更に、同相および直交ミキサより成ることを特徴とするシステム。

【請求項18】 請求項1記載のシステムにおいて、前記信号生成装置と受信および生データ平均化装置とがトランスデューサを共用することを特徴とするシステム。

【請求項19】 請求項1記載のシステムにおいて、前記データ処理装置が、同相および直交ミキサ、デジタル信号プロセッサ、音響画像データ・バッファおよびスキャン変換器より成ることを特徴とするシステム。

【請求項20】 請求項1記載のシステムにおいて、前記データ処理装置が、同相および直交ミキサ、特定用途集積回路、音響画像データ・バッファおよびスキャン変換器より成ることを特徴とするシステム。

【請求項21】 請求項1記載のシステムにおいて、更に、前記データ処理装置に結合された画像ディスプレイ装置より成ることを特徴とするシステム。

【請求項22】 請求項21記載のシステムにおいて、前記画像ディスプレイ装置がコンピュータ・モニタより成ることを特徴とするシステム。

【請求項23】 請求項21記載のシステムにおいて、前記画像ディスプレイ装置がフラット・パネル・ディスプレイより成ることを特徴とするシステム。

【請求項24】 請求項21記載のシステムにおいて、前記画像ディスプレイ装置が液晶ディスプレイより成ることを特徴とするシステム。

【請求項25】 超音波画像処理を実行する方法であって：位相のずれた少なくとも2つのパルスを生成するステップ；前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを、位相のずれた少なくとも2つの音響パルスに変換するステップ；前記位相のずれた少なくとも2つの音響パルスを、対象の媒体に送信するステップ；前記対象の媒体により変形された少なくとも2つの音響パルスを受信および平均化するステップ；および前記変形された少なくとも2つの音響パルスから画像データを構築するステップ。

(3) 開2003-38490(P2003-3: 織

ブ;より成ることを特徴とする方法。

【請求項26】 請求項25記載の方法において、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスが、振幅の変化により変調されることを特徴とする方法。

【請求項27】 請求項25記載の方法において、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスが、周波数の変化により変調されることを特徴とする方法。

【請求項28】 請求項25記載の方法において、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスが、パルス幅の変化により変調されることを特徴とする方法。

【請求項29】 請求項25記載の方法において、前記位相のずれた2つのパルスが、包絡線関数と共に畳み込まれ、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを形成することを特徴とする方法。

【請求項30】 請求項29記載の方法において、前記包絡線関数がガウス型波形であることを特徴とする方法。

【請求項31】 請求項29記載の方法において、前記包絡線関数がチャープ波形であることを特徴とする方法。

【請求項32】 請求項25記載の方法において、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスの位相が、360度を整数の分母で除算した量だけ異なり、該整数は、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスの数に等しいことを特徴とする方法。

【請求項33】 請求項25記載の方法において、変化した少なくとも2つの音響パルスの平均化が、位相のずれた少なくとも2つの音響パルスに関連するチャンネル数および時間の関数として、送信サイクルの要素に対する1点毎の算術平均であることを特徴とする方法。

【請求項34】 超音波画像処理システムであって：位相のずれた少なくとも2つのパルスを生成する信号生成装置であって、包絡線関数を利用して少なくとも2つの正弦波を変調し、位相のずれた少なくとも2つのパルスの変調された形式を形成し、更に、位相のずれた少なくとも2つのパルスを位相のずれた少なくとも2つの音響パルスに変換する信号生成装置；前記信号生成装置に結合され、位相のずれた少なくとも2つのパルスを、対象の媒体に送信する信号送信装置；対象の媒体により変形した少なくとも2つの音響パルスを受信する受信および生データ平均化装置であって、変形した少なくとも2つの音響パルスからのデータが、チャンネル数および時間の関数としてデータ内で平均化されるところの受信および生データ平均化装置；および前記受信および生データ平均化装置に結合されたデータ処理装置であって、変形した音響パルスから画像データを構築し、前記データ処理装置からの出力が画像表示装置に結合されるところのデータ処理装置；より成ることを特徴とする超音波画像処理システム。

【請求項35】 請求項34記載のシステムにおいて、

前記信号送信装置が、電力増幅器、送信/受信スイッチおよびトランスデューサより成ることを特徴とするシステム。

【請求項36】 請求項35記載のシステムにおいて、更に、ディジタル遅延回路より成ることを特徴とするシステム。

【請求項37】 請求項35記載のシステムにおいて、更に、アナログ遅延回路より成ることを特徴とするシステム。

【請求項38】 請求項35記載のシステムにおいて、更に、チャンネル利得回路より成ることを特徴とするシステム。

【請求項39】 請求項34記載のシステムにおいて、前記受信および生データ平均化装置が、トランスデューサ、送信/受信スイッチ、アナログ・ディジタル変換器、および平均化装置より成ることを特徴とするシステム。

【請求項40】 請求項39記載のシステムにおいて、前記受信および生データ平均化装置が、更に、電力増幅器、帯域通過フィルタおよびベースバンド・フィルタより成ることを特徴とするシステム。

【請求項41】 請求項39記載のシステムにおいて、前記受信および生データ平均化装置が、更に、同相および直交ミキサより成ることを特徴とするシステム。

【請求項42】 請求項34記載のシステムにおいて、前記信号生成装置と前記受信および生データ平均化装置とがトランスデューサを共用することを特徴とするシステム。

【請求項43】 請求項34記載のシステムにおいて、前記データ処理装置が、同相および直交ミキサ、ディジタル信号プロセッサ、音響画像データ・バッファおよびスキャン変換器より成ることを特徴とするシステム。

【請求項44】 請求項34記載のシステムにおいて、前記データ処理装置が、同相および直交ミキサ、特定用途集積回路、音響画像データ・バッファおよびスキャン変換器より成ることを特徴とするシステム。

【請求項45】 超音波画像処理を行う方法であって：位相のずれた少なくとも2つのパルスを生成するステップ；包絡線関数を利用して、前記位相のずれた少なくとも2つのパルスの畳み込みを行うステップ；前記位相のずれた少なくとも2つのパルスを、位相のずれた少なくとも2つの音響パルスに変換するステップ；前記位相のずれた少なくとも2つの音響パルスを、対象の媒体に送信するステップ；前記対象の媒体により生じた少なくとも2つの応答パルスを受信するステップ；前記生じた少なくとも2つの応答パルスからのデータを、チャンネル数および時間の関数として平均化するステップ；前記生じた少なくとも2つの応答パルスから画像データを構築するステップ；および画像ディスプレイ装置に前記画像データを表示するステップ；より成ることを特徴とする方

(4) 開 2003-38490 (P2003-3h)<A)

法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、一般に超音波画像処理に関連し、特に超音波画像処理の改善および機能強化を行う方法および装置に関連する。

【0002】

【従来の技術】超音波画像処理は、その非侵襲性(non-invasive nature)、低価格および高速応答時間に起因して、様々な診断手法に頻繁に利用されている。これらの特徴は医療分野で特に重要であり、そこでの更なる恩恵は、放射に対する患者の露出を減少させる又は削減することである。一般に、超音波画像処理は、1) 検査する媒体(media)への超音波ビームを生成しおよび方向付け; および 2) 異なる組織およびその領域内の組織境界から反射された結果生じる波を観測することによって行われる。生じた波は信号として受信される。これら受信信号は事後的に処理され、所与の場所からの反射ビームの振幅に強度が比例するところのスポット(spot)をプロットすることによって、スクリーンに画像化される。場所の判定は、検査する媒体へ超音波がパルス入力された後の既知の送信および再放射レートに基づく。

【0003】一般に、検査する媒体に送信された超音波は、所与の波形のバースト状のシヌソイド波を含む。これらシヌソイド波はトランスデューサに印加され、送信信号を形成する。送信信号は典型的には 40 kHz ないし 50 kHz の範囲内であるが、より一般的には、40 kHz ないし 1 MHz の範囲内である。送信信号が組織層および層間境界と相互作用すると、超音波信号は、散乱し、共鳴し、減衰し、反射し、または送信されることによって変化させられる。

【0004】検査する媒体は、一般に人体に見受けられるような非線形媒体である。非線形媒体はエコー信号に高調波を形成する。これら付加的な周波数成分は、再放射を継続し、反射され、または他の構造と相互作用する。反射された(又はエコー)信号の部分は、受信トランスデューサに戻る。

【0005】受信トランスデューサに到来する基本波および高調波周波数は、信号総てを包含し、これは、ノイズおよび外部成分を除去するためにその後処理される必要がある。受信トランスデューサは、送信トランスデューサと共通にすることが可能であり、または完全に独立したものにすることも可能である。共通のトランスデューサが使用される場合は、送信/受信(T/R)スイッチが、トランスデューサを、送信回路に又は事後的処理回路に接続する。受信トランスデューサは、エコー信号に加えて生じたノイズを受け入れ、ビーム整形器として知られる事後的処理の一部をそれらに施す。ビーム整形器は、ノイズを排除し、適応的又は固定的な形態を有する。適応的ビーム整形器は、ノイズ・フィールドを監

視し、背景ノイズを最小化するように内部パラメータを調整することによって、変化する指向性(directional)ノイズ源を排除するよう形成される。固定ビーム整形器は、等方性(isotropic)ノイズを排除し、反射信号の指向特性を考慮に入れるために設計される。

【0006】最終的には、人体の超音波画像処理は、高調波画像処理の産物である。一般に、高調波画像処理は、組織境界と異なる媒体の密度との可視化、または高調波周波数におけるコントラスト・エージェン特(contrast agent)画像処理に関連する。コントラスト・エージェン特は、一般に、超音波周波数で共鳴するマイクロスフェア(micro-sphere)の充填された流体である。そのようなエージェン特が血管に注入され、体の様々な部分に搬送される。これらのエージェン特が超音波周波数で刺激されると、マイクロスフェアで生じる共鳴に起因して、高調波エコー・ロケータ(harmonic echo-locator)信号が生成される。

【0007】超音波手法は、他の診断手法に対しても多数の明白な利点を有するが、従来の手法及びシステムはノイズの問題を有し、正確な場所の判定および受信信号の適切な解釈を困難にする。平均を行う様々な手法を利用してノイズを削減しているが、同様な密度を有する組織間を対象とする画像を取り扱うには、平均化だけでは充分でない。(同様な密度を有する組織からのエコー信号は、曖昧な境界を有する一様な集団を示すであろう。このような状況では平均化は有効でない。)これら解釈の困難性は、同様な密度を有する人体の多くの組織により、更に深刻になる。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】したがって、目下の超音波画像処理システムの恩恵を有効にしつつ、上記の問題を効果的に克服することの可能な方法及びシステムが必要とされている。

【0009】

【課題を解決するための手段】本発明は、強化された超音波画像処理を行うシステムおよび方法である。本発明は、関心のある媒体に交互形式で送信される複数の超音波パルスを利用する。画像処理されるこれらの媒体は、人体その他の線形および/または非線形媒体であり得る。超音波パルスは、振幅、周波数、位相またはパルス幅が変化し得るように変調される。超音波パルスの各集合(set)は、他の超音波パルスと、

【0010】

【数1】

$$\frac{360^\circ}{k}$$

だけ位相がずれており、ここで、kは、所与のトランスデューサ素子数nに対するパルス・シーケンス内のパルス集合数である。位相ずれ条件は、波形が、同一周波数であるが同じ時点に対応する強度値を有しないことによ

(5) 開2003-38490 (P2003-3B>A)

り満たされる。これら位相のずれた信号と相互作用する非線形媒体により生成されたエコー信号は、測定され適切に結合される。

【0011】本発明は、多数の媒体散乱形式が非線形に反響する(sound)ところの観測に基づく。非線形散乱媒体に基づく超音波画像処理システムでは、応答信号(return signal)は、入射信号の時間的にシフトされ振幅の尺度変更された形式のものである。非線形散乱媒体は、散乱場所に入射して来る信号の単なる時間シフト、尺度変更または加算によっては生成され得ない信号を作成する。非線形媒体の境界から反射した超音波の位相は、入射反響パルス(incident sound pulse)の位相に依存して変更される。例えば、2つの超音波パルス($k=2$)の特殊な場合を考えると、送信される2つの反響パルス間の位相差は、

【0012】

【数2】

$$\frac{360^\circ}{k} = \frac{360^\circ}{2}$$

すなわち180度だけ異なる。散乱場所が純粋に線形であるならば、送信パルスの各々からの受信信号は、互いに反転したものになる。これらの反転信号は平均化すると合計がゼロになる。しかしながら、媒体中の非線形プロセスにより生成された信号が存在するならば、それらの信号は互いに反転したものではなく、従って、合計はゼロにはならない。

【0013】この非線形の特徴を利用して、所与の媒体中の非線形領域を調べるシステムを構築することが可能である。例えば、このシステムの一実施例では、互いに120だけ位相の異なる3つの相異なる送信信号の集合により、画像処理領域が形成される。励起(excitation)パルスのこれら $k=3$ 個の集合により生成される線形な反射は、互いに打ち消し合うが、 k 次の非線形成分はそうはならない。このパルスの打ち消しは、生の(raw)受信データの平均化された集合 $F(n, t)$ を作成可能にする。生の受信データの3次元平均化された集合 $F(n, m, t)$ を形成することも可能であり、ここで、 m は2次元の即ち $n \times m$ のトランスデューサ配列による要素である。このデータ関数は、チャネル(またはトランスデューサ)の数および時間に依存する。平均化されたデータのこの単独の集合を利用して、画像領域を再構築することが可能である。再構築される画像領域は、第3次により生成される、または媒体の散乱場所により生成される情報を表現する。

【0014】

【発明の実施の形態】本発明は超音波画像処理の技術分野に関連する。本発明は、ブロード・ビーム・テクノロジー(B²Techology(商標))を利用して、検査する媒体の非線形成分の画像抽出を実行する。これらの媒体は、以後、対象の媒体(media of interest)と呼ぶ。ブロード・ビー

ム・テクノロジーは、所与の時点における検査する領域を規定し、これは絞り込まれた(focused)ビームを利用するシステムと対照的である。

【0015】図1は、本発明を利用する超音波画像処理システムの実施例のブロック図である。画像処理システム100は、少なくとも1つの信号生成装置110と、少なくとも1つの信号送信装置120と、画像処理される対象の媒体130と、対象の媒体130から受信した信号を捕捉する少なくとも1つの受信および生データ平均化装置140と、平均化した受信データを取得し、画像表示装置160における画像形成領域を作成するデータ処理装置150を含む。

【0016】信号生成装置120は、信号送信装置120用の回路を駆動する。信号送信装置は図3に詳細に提示および説明される。

【0017】信号送信装置120は、超音波エネルギーのパルスの集合を、対象の媒体130に送信する。対象の媒体130から受信したエコーは、受信および生データ平均化装置140に格納される。信号生成装置110からの以後の位相のずれた信号は、信号送信装置120を通じて伝送し、対象の媒体130に向かう超音波エネルギーのパルス化された集合に変換される。対象の媒体130は、超音波エネルギーのパルス集合を変化させる。これら変化した超音波エネルギーのパルス集合は、受信および生データ平均化装置140により受信され平均化される。受信したパルス集合からのデータは、チャネル番号 n および時間 t の関数としてデータ集合内で平均化される。平均化されたデータ集合は、データ処理装置150により処理され、画像表示装置160にて表示される。

【0018】図2は、修正される得る複数の波形の1つに関する模式的な変形を示す。可能な複数の波形の1つが変形される一形態を示す。図2の例は、信号生成装置110が生成した信号をどのように変形させるかを説明する。例えば、指定される変調は、影響を受けていない入力信号の振幅、周波数またはパルス幅の任意の組み合わせの形式のものである。これら変調された信号は、所与のパルス集合に関して付加的に位相が変化させられる。変調を行うため、包絡線関数 $A(n, t)$ が、 $e^{j\{\omega n(t, n)t + \theta_i + \theta(n)\}}$ により示される正弦波と共に畳み込まれ(convolve)、最終的な波形 $A(n, t)e^{j\{\omega n(t, n)t + \theta_i + \theta(n)\}}$ を与える。この波形表記では、 n はトランスデューサ素子番号であり、 i は所与のパルス指標(例えば、2次高調波が利用されるならば、 $k=2$ であり、 $i=1 \dots 2$ である。)である。位相は、所与のパルス集合内の様々なパルスシーケンスに対して変化し、 θ_i の表記で示される。

【0019】位相変化の概念を説明するために、 k が3である場合を例にとる。この例の場合は、パルス集合内の各パルスは、

【0020】

(6) 開 2003-38490 (P2003-3@AmA)

【数3】

$$\frac{360^\circ}{k} = \frac{360^\circ}{3}$$

すなわち、120度だけ位相が変化させられている。第1パルスは0°の位相の向きであり、第2パルスは第1パルスと120°位相がずれており、パルス集合の最後のパルスは第1パルスに関して240°位相がずれている。第1パルスが送信および受信された後は、第2パルスが送信および受信され、シーケンスを通じて同様に続く。基本周波数が加算および消去され、主に高調波により生成されたエコーのみが残るように、総ての情報が追跡される。高調波により生成されたエコーは、非線形媒体により生じたものであることに留意すべきである。

【0021】更に、例として、包絡線関数 $A(n, t)$ がガウス型波形(Gaussian waveform)であるとする(すなわち、広い分散を有する基本周波数近辺に中心を置くところの掃引周波数変調フーリエ変換)。選択的に、図2に示す畳み込み手法の代わりに、デジタル波形整形器を使用することが可能である。

【0022】図3は、対象とする媒体への信号配信前の信号送信装置の実施例を示す。信号送信装置120は、少なくとも電力増幅器310と、送信/受信スイッチ340と、第1トランスデューサ350を含む。選択的に、信号送信装置120は、遅延回路310を更に包含し得る。遅延回路310は、アナログ的な又はデジタル的な遅延であり得る。また、選択的に、信号送信装置120は、チャネル利得装置320を含み、チャネル番号及び時間の関数として電力増幅器330を駆動する。付加的に、信号またはパルスが、電力を節約するためにパルス幅変調される(図示せず)。電力の節約は、バッテリーの電力が使用されるシステムの技術分野で重要になり得る。

【0023】図4Aは、受信および生データ平均化装置140の一実施例を示す。第2トランスデューサ410が、対象の媒体130により変化したパルス集合を受信する。受信されたパルス集合は、第2トランスデューサ410により、超音波エネルギーから電気信号に変換される。第2送信/受信スイッチ420は、電気信号を適切な回路に結合させるために使用される。一実施例では、第2トランスデューサ410および第2送信/受信スイッチ420は、図3に示されるような第1トランスデューサ350および第1送信/受信スイッチ340と同一又は類似する装置とすることが可能である。第2増幅器430が付加され、利得制御装置440によって時間の関数として制御される。電力増幅器430は、増幅された信号を選択的な帯域通過フィルタ450に出力する。帯域通過フィルタ450は、特に、外部ノイズを削減するために使用される。図4Aおよび4Bは、帯域通過フィルタ450までは同一の要素配置を含んでおり、それ以後は異なり、他の実施例を形成する。

【0024】図4Aの実施例の電気信号は、第1アナログ・デジタル(A/D)変換器460に結合され、単独のサイド・バンド信号を生成する選択的な同相および直交(I/Q)ミキサ470、選択的な第1ベースバンド・フィルタ480および平均化装置490に続く。選択的な第1帯域通過フィルタは、当初のパルス集合から受信した信号から基本周波数を削減又は除去し、主要な高調波により生成された信号を残す。平均化装置の1つの目的は、受信した電気信号の1点毎の(point-by-point)算術平均を提供することである。数学的には、この算術平均は、

【0025】

【数4】

$$F(n, t) = \sum_{i=1}^k \frac{R_i(n, t)}{k}$$

のように表現され、ここで、受信信号Rは、当初の送信パルスiと相関するチャネル番号および時間の関数として、送信サイクルの各要素について加算される。信号経路中の他の総ての成分は、当業者に一般的に知られた形式のものである。

【0026】図4Bは、受信および生データ平均化装置の他の実施例である。図4Aおよび4Bが、選択的な帯域通過フィルタ450までは同一の要素配置を採用していたことに留意を要する。この選択的な帯域通過フィルタ450の地点からは、図4Bの実施例の信号は、更に、アナログ・ミキサ455、選択的な第2ベースバンド・フィルタ465、第2アナログ・デジタル変換器475および平均化装置490に結合される。

【0027】図5は、データ処理装置150の実施例である。ここで、データ処理装置150は、受信および生データ平均化装置140から平均化されたデータを受信する。平均化されたデータは、データ処理装置150に入力され、I/Q生データ行列510で受信され、M×Nの配列領域に平均化されたデータを格納し、ここでMはサンプル数であり(1ないし10,000サンプルが例示的な数である。)、Nは素子数×2である(同相および直交の両者)。これら平均化されたデータは、デジタル信号プロセッサ(DSP)520に供給され、生データを音響画像(acoustic image)の領域に再構成する。例示的な再構成の式は、

【0028】

【数5】

$$I(r, \varphi) = \sum_{i=1}^k a_i(r, \varphi) \cdot e^{j\beta_i(r, \varphi)} \cdot F[i, t_i(r, \varphi)]$$

の形式を取り得る。この式において、 a_i は開口関数(aperture function)を示し、 r は所与の角度 φ におけるトランスデューサ中心からの半径方向距離であり、関数Fは生の受信データの平均化された集合である。ディジ

(7) 開2003-38490 (P2003-3+踏綴

タル信号プロセッサ520の機能は、多くの形式で実現可能であり、例えば、他の実施例では、適切に設計された特定用途集積回路(ASIC: application-specific integrated circuit)を、ディジタル信号プロセッサ520の代わりに使用することが可能である。極座標でのこれら変換されたデータは、音響画像データ・バッファ530に $J \times K$ 行列で(ここで、 J はサンプル数の範囲であり、 K は角度サンプル数である。)保存される。この時点において、データは依然として、所与の角度 ψ におけるトランスデューサからの距離 r の関数である。これは、カーテシアン座標系で行うことも可能である。音響画像データ・バッファ530は、スキャン変換器540により必要とされるまで、データを格納可能にする。 $I(r, \psi)$ 画像データは、 $r-\psi$ スキャン変換器540を利用して、カーテシアン座標データ $I(x, y)$ にける再構成データに変換される。 $r-\psi$ スキャン変換器は当該技術分野でよく知られており、典型的には、極座標からの2次元データを、 $x = r \cos(\psi)$ および $y = r \sin(\psi)$ の変換を利用して、カーテシアン座標に変換する。

【0029】データ処理装置150からの出力は、超音波エネルギーのパルス集合により照射された領域に対応するところの画像領域 $I(x, y)$ を形成する。これら変換された $I(x, y)$ データは、画像ディスプレイ装置160に表示される。画像ディスプレイ装置160は、コンピュータ・モニタ、フラット・パネルまたは液晶ディスプレイ、陰極線管(CRT: cathode-ray tube)等のような目視可能なディスプレイであり得るが、これらに限定されない。

【0030】上述したプロセスおよび装置の好適実施例の説明により、当業者にとって、本発明の原理から逸脱することなしに、それら実施例の変形および追加がなされ得ることは明白であろう。例えば、2次元データに対向するように3次元形態全体が表示されるようなシステムを想定することは容易であろう。この3次元形態は、ホログラフィ又は他の手段により達成され得る。ここに示した2次元システムの原理に基づいて、3次元装置を構築することは明瞭な考察となるであろう。

【0031】

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明を利用する超音波画像システムの実施例の概略ブロック図である。

【図2】図2は、修正され得る複数の波形の1つに関する模式的な変形を示す。

【図3】図3は、対象とする媒体への信号配信前の信号送信装置の実施例を示す。

【図4A】図4Aは、受信機および生データ平均化装置の実施例を示す。

【図4B】図4Bは、受信機および生データ平均化装置の他の実施例を示す。

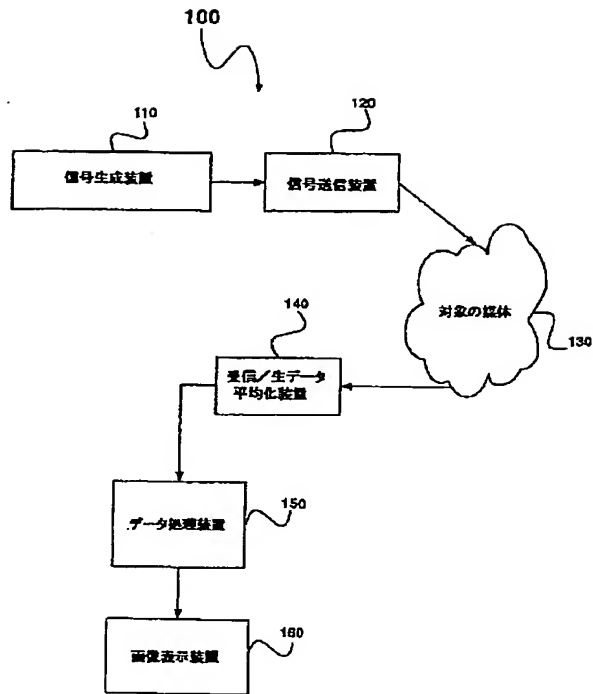
【図5】図5は、データ処理装置の実施例を示す。

【符号の説明】

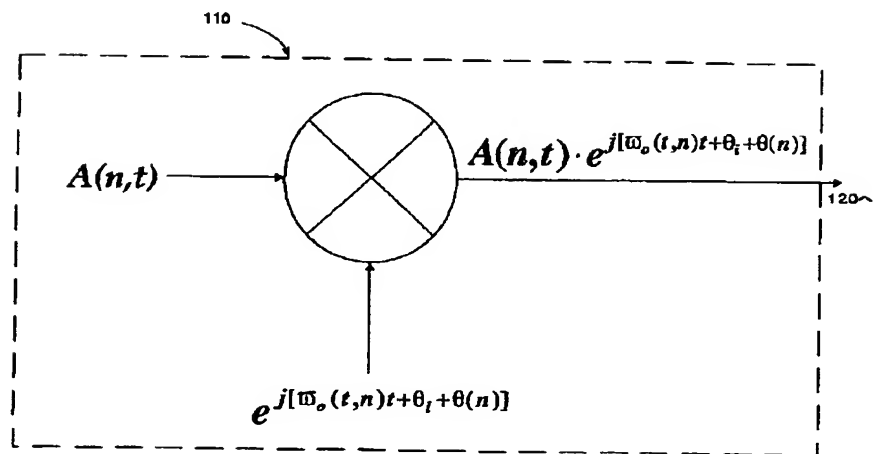
- 100 画像処理システム
- 110 信号生成装置
- 120 信号送信装置
- 130 対象の媒体
- 140 受信/生データ平均化装置
- 150 データ処理装置
- 160 画像表示装置
- 310 遅延要素
- 320 チャネル利得要素
- 330 電力増幅器
- 340 T/Rスイッチ
- 350 トランスデューサ
- 410 トランスデューサ
- 420 T/Rスイッチ
- 430 電力増幅器
- 440 利得
- 450 帯域通過フィルタ
- 455 アナログ・ミキサ
- 460 A/D
- 465 ベースバンド・フィルタ
- 470 I/Qミキサ
- 475 A/D
- 480 ベースバンド・フィルタ
- 490 平均化装置
- 510 I/Q生データ行列
- 520 デジタル信号プロセッサ
- 530 音響画像データ・バッファ
- 540 スキャン変換器

(8) 開2003-38490 (P2003-3zA)

【図1】

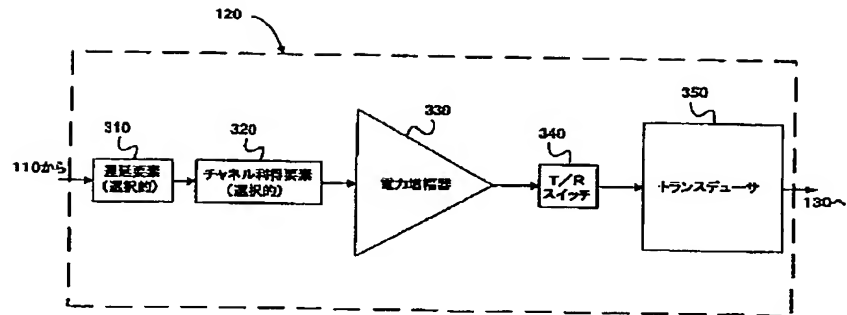


【図2】

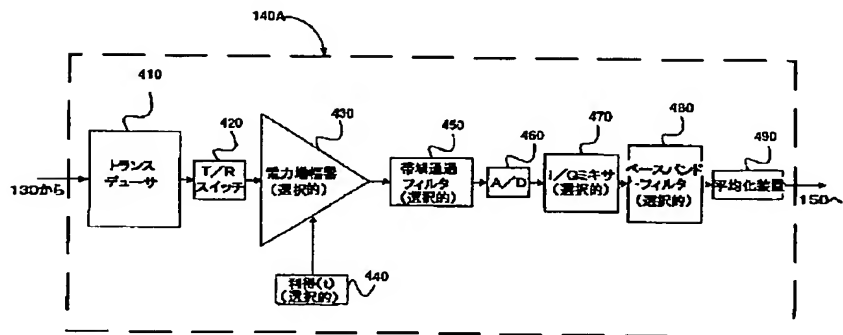


(9) 開2003-38490 (P2003-3A)

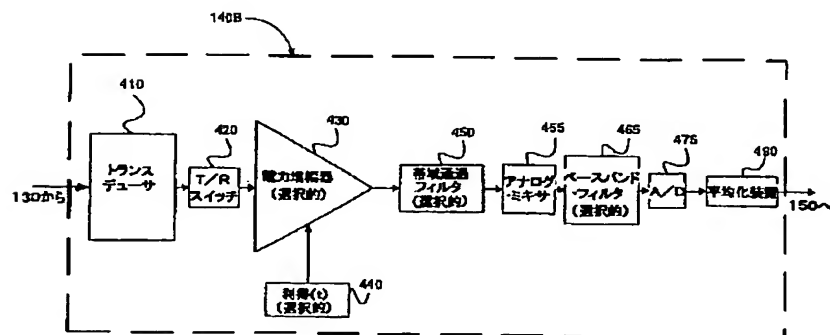
【図3】



【図4A】

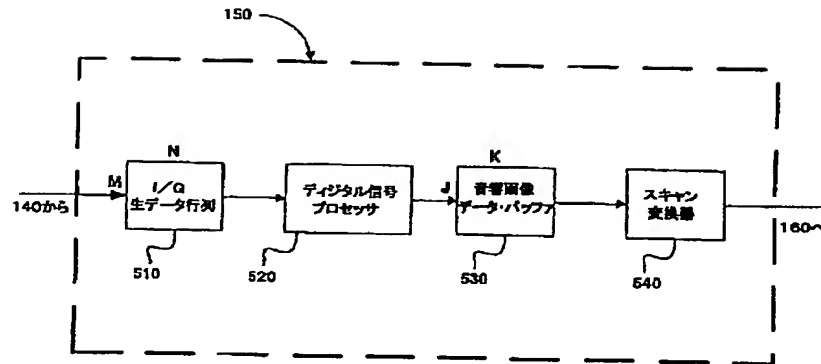


【図4B】



(10) 月2003-38490 (P2003-3%続綴

【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 ティンーラン ジ
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州
 95118 サンノゼ チャマーティン・ドラ
 イヴ 5823

Fターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 CA01 DB02
 EA04 EA10 GB02 GF07 GF08
 GF10 GF11 GF18 GF22 GG09
 GG10 GG16 GG17 GG21 GG28
 GG29 GG34 GG38 GH03 GH04
 4C301 BB12 BB23 EE04 EE11 GB02
 HH01 HH02 HH11 HH24 HH33
 HH37 HH54 JB02 JB03 JB11
 JB23 JB24 JB26 JB29 JB32
 JB38 JB42 JC07 LL04
 5J083 AA02 AB17 AC18 AC29 AD13
 AE08 BA02 BA04 BA05 BE03
 BE14 BE47 BE54 BE57 DC05
 EB02 EB04 EC19